

⑫

## EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

④⑤ Veröffentlichungstag der Patentschrift:  
**17.09.86**

⑤① Int. Cl.<sup>4</sup>: **A 61 N 1/05**

②① Anmeldenummer: **82104847.7**

②② Anmeldetag: **03.06.82**

⑤④ **Kabelzuleitung für Herzschrittmacher-Elektroden.**

③① Priorität: **03.09.81 DE 3134896**

④③ Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
**16.03.83 Patentblatt 83/11**

④⑤ Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:  
**17.09.86 Patentblatt 86/38**

⑧④ Benannte Vertragsstaaten:  
**CH DE FR GB LI NL**

⑤⑥ Entgegenhaltungen:  
**EP - A - 0 054 781**  
**EP - A - 0 064 289**  
**DE - C - 2 134 926**  
**FR - A - 1 571 849**  
**FR - A - 2 133 717**  
**FR - A - 2 463 625**  
**US - A - 3 333 045**  
**US - A - 3 590 822**  
**US - A - 3 905 828**

⑦③ Patentinhaber: **W.C. Heraeus GmbH,**  
**Heraeusstrasse 12 - 14, D-6450 Hanau / Main (DE)**

⑦② Erfinder: **Aldinger, Fritz, Dr., Barbarossastrasse 44,**  
**D-6458 Rodenbach 2 (DE)**  
Erfinder: **Bischoff, Albrecht, Dr., Tannenweg 10,**  
**D-6454 Bruchköbel (DE)**  
Erfinder: **Keilberth, Richard, Löwensteinring 25,**  
**D-8764 Kleinheubach (DE)**  
Erfinder: **Sperner, Franz, Dr., Friedensstrasse 59,**  
**D-6450 Hanau am Main (DE)**

⑦④ Vertreter: **Heinen, Gerhard, Dr., Heraeusstrasse 12-14,**  
**D-6450 Hanau/Main (DE)**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents im Europäischen Patentblatt kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

## Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf eine Kabelzuleitung für eine Herzschrittmacher-Elektrode, mit einem Hüllrohr aus elektrisch isolierendem, elastischem Werkstoff und wenigstens einem darin angeordneten Leiter für elektrische Reizstrom-Impulse, wobei der Leiter ein durch Ziehen hergestellter Manteldraht ist, der einen Kern aus einem Metall hoher elektrischer Leitfähigkeit und einen Mantel aus einem korrosionsfesten, nicht-toxischen Metall aufweist.

Eine Kabelzuleitung für eine Herzschrittmacher-Elektrode ist aus der US-PS 3 749 101 bekannt. Als Werkstoff für das Hüllrohr wird Siliconkautschuk verwandt. Der in dem elastischen Hüllrohr angeordnete drahtförmige Leiter besteht aus einer korrosionsfesten Legierung aus 20 bis 50% Co, 15 bis 30% Cr, 5 bis 10% Ni, bis zu 18% Fe, 1 bis 10% Mo, bis zu 3% Mn, bis zu 0,3% C und 0,01 bis 0,09% Be.

Aus der US-PS 4 273 137 ist ferner eine Kabelzuleitung für eine Herzschrittmacher-Elektrode bekannt. In einem Hüllrohr aus Silicongummi ist ein elektrischer Leiter angeordnet, der aus einer Vielzahl von elektrisch leitfähigen Fasern besteht, wobei diese Fasern einen Mantel aus einer korrosionsfesten, nicht-toxischen Metall-Legierung, wie rostfreier Stahl oder eine Kobaltbasis-Legierung, aufweisen, der einen Kern aus einem Metall hoher elektrischer Leitfähigkeit umhüllt. Als Kernwerkstoffe werden Silber, Kupfer, Silberbasis-Legierungen oder Kupferbasis-Legierungen verwendet. Die Vielzahl der elektrisch leitfähigen Fasern ist in einer Hülle angeordnet, die wiederum aus dem gleichen korrosionsfesten, nicht-toxischen Metall besteht wie der Mantelwerkstoff der einzelnen Faser. Die einzelne Faser besteht aus einem als Mantel dienenden Röhrchen, das mit dem Metall hoher elektrischer Leitfähigkeit gefüllt ist.

Schliesslich ist aus der US-PS 3 333 045 eine Kabelzuleitung für eine Herzschrittmacher-Elektrode bekannt, bei der in einem Hüllrohr aus Silicongummi ein durch Ziehen hergestellter Manteldraht als Leiter angeordnet ist. Der Leiter weist einen Kern aus Silber und einen Mantel aus Platin auf.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Kabelzuleitung zu schaffen, bei der elektrische Verlustleistungen auf ein Minimum reduziert sind, und die eine gute Biokompatibilität sicherstellt.

Gelöst wird diese Aufgabe für eine Kabelzuleitung der eingangs charakterisierten Art erfindungsgemäss dadurch, dass der Mantel aus einem Metall aus der Gruppe Tantal, Titan, Zirkonium, Niob, Titan-Basis-Legierung, Platin-Iridium-Legierung, Platin-Palladium-Legierung und Platin-Rhodium-Legierung besteht, wobei die Mantelwandstärke im Bereich von 0,0025 bis 0,035 mm liegt und der Kerndurchmesser 0,04 bis 0,3 mm beträgt.

Es hat sich besonders bewährt, den Mantel aus Tantal, Titan, Zirkonium, Niob oder einer Titan-Basis-Legierung herzustellen, dessen Aussen-

oberfläche elektrisch isolierend ausgebildet ist, vorzugsweise anodisiert ist.

Als Werkstoffe für den Kern haben sich insbesondere Kupfer und Kupfer-Legierungen als geeignet erwiesen. Als wesentliche Legierungselemente neben Kupfer kommen insbesondere Zr, Ti, Be, Fe, P, Zn oder Sn in Frage. Beispiele für derartige Legierungen sind CuZr<sub>0,15</sub>, CuTi<sub>4</sub>, CuBe<sub>2</sub>, CuBe<sub>1,7</sub>, CuBe<sub>0,7</sub>, CuZn<sub>28</sub>, CuZn<sub>37</sub>, CuSn<sub>6</sub>, CuSn<sub>8</sub> oder CuFe<sub>2</sub>.

Als Kabelzuleitung hat sich insbesondere eine solche bewährt, bei der der Kern des Manteldrahtes aus CuZr<sub>0,15</sub> oder CuBe<sub>2</sub> und der Mantel aus Tantal bestehen, dessen Aussenoberfläche anodisiert ist.

Als Mantelwerkstoffe haben sich Pt-Ir-Legierungen mit bis zu 40% Ir, Rest Pt, Pt-Pd-Legierungen mit bis zu 50% Pd, Rest Pt sowie Pt-Rh-Legierungen mit bis zu 40% Rh, Rest Pt bewährt, vorteilhafterweise Legierungen aus PtIr<sub>10</sub>, PtPd<sub>10</sub> und PtRh<sub>10</sub>. Ein bevorzugtes Beispiel für Mantelwerkstoffe aus Titan-Basis-Legierungen sind die Legierungen TiAl<sub>6V4</sub> und TiAl<sub>15Fe2,5</sub>.

Das elastische Hüllrohr, in dem der Manteldraht angeordnet ist, besteht aus Kunststoff, wie beispielsweise aus Siliconkautschuk oder Polyurethan. Es ist so elastisch und flexibel, dass seine Einführung in die Herzkammer allein durch die Mitnahme durch den Blutstrom möglich ist.

Erfindungsgemäss ausgebildete Kabelzuleitungen zeichnen sich, wie Ermüdungstests ergeben haben, durch hohe Standzeiten aus. Ausserdem ergibt sich eine sehr lange Lebensdauer der für die elektrischen Reizstrom-Impulse erforderlichen Batterien.

Die Biokompatibilität des drahtförmigen Leiters wird durch die Verwendung der in Anspruch 1 genannten Mantelwerkstoffe sichergestellt. Durch die Nichtleitendmachung der Aussenoberfläche der in Anspruch 2 genannten Mantelwerkstoffe, vorzugsweise durch Anodisieren, ist sichergestellt, dass bei Beschädigung oder durch andere Ursachen eintretendes Undichtwerden des Kunststoffhüllrohres Fehlstimulation des Herzens vermieden werden kann.

Eine Interdiffusion des Kernwerkstoffes an die äussere Oberfläche des Mantels konnte bei dem erfindungsgemäss durch Ziehen hergestellten Leiter nicht festgestellt werden.

In Fig. 1 ist ein Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemässen Kabelzuleitung dargestellt.

Fig. 2 zeigt einen Querschnitt durch den Manteldraht.

Mit der Bezugsziffer 1 ist in Fig. 1 das aus Kunststoff, z.B. Siliconkautschuk, bestehende Hüllrohr bezeichnet, in dem der Leiter 2 für elektrische Reizstrom-Impulse angeordnet ist. In diesem Ausführungsbeispiel ist der Leiter 2 aus vier gewendelten Manteldrähten gebildet, wobei die Stärke der einzelnen Manteldrähte 0,11 mm beträgt. Der Kern eines Manteldrahts besteht aus CuZr<sub>0,15</sub>, der Mantel aus Ta, dessen Aussenoberfläche anodisiert ist. Für eine derartige 60 cm lange Kabelzuleitung – diese Länge entspricht den üblicherweise zum Einsatz gelangenden Kabelzu-

leitungen – wurde ein elektrischer Widerstand von 1,75  $\Omega$  gemessen. Ein Wert, der um etwa eine Größenordnung kleiner ist als auf dem Markt befindliche Kabelzuleitungen. Mit 5 ist die Herzschrittmacher-Elektrode bezeichnet, mit 6 die Anschlusssteckvorrichtung, die an das Herzschrittmacher-Steuergerät angeschlossen wird.

Bei dem in Fig. 2 dargestellten Manteldraht-Querschnitt ist mit 3 der Kern bezeichnet und mit 4 der Mantel. Die Wandstärke des Mantels beträgt im Ausführungsbeispiel 0,012 mm, der Durchmesser des Kerns 0,086 mm. Übliche Wandstärken für den Mantel liegen im Bereich von 0,0025 bis 0,035 mm, Kerndurchmesser liegen im Bereich von 0,04 bis 0,3 mm.

### Patentansprüche

1. Kabelzuleitung für eine Herzschrittmacher-Elektrode (5) mit einem Hüllrohr (1) aus elektrisch isolierendem, elastischem Werkstoff und wenigstens einem darin angeordneten Leiter (2) für elektrische Reizstrom-Impulse, wobei der Leiter ein durch Ziehen hergestellter Manteldraht ist, der einen Kern (3) aus einem Metall hoher elektrischer Leitfähigkeit und einen Mantel (4) aus einem korrosionsfesten, nicht-toxischen Metall aufweist, dadurch gekennzeichnet, dass der Mantel aus einem Metall aus der Gruppe Tantal, Titan, Zirkonium, Niob, Titan-Basis-Legierung, Platin-Iridium-Legierung, Platin-Palladium-Legierung und Platin-Rhodium-Legierung besteht, wobei die Mantelwandstärke im Bereich von 0,0025 bis 0,035 mm liegt und der Kerndurchmesser 0,04 bis 0,3 mm beträgt.

2. Kabelzuleitung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Aussenoberfläche des Mantels aus Tantal, Titan, Zirkonium, Niob oder einer Titan-Basis-Legierung elektrisch isolierend ausgebildet ist.

3. Kabelzuleitung nach den Ansprüchen 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Kern aus Kupfer oder einer Kupferlegierung besteht.

4. Kabelzuleitung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Kernwerkstoff neben Kupfer als weiteres Legierungselement Zr, Ti, Be, Fe, P, Zn oder Sn enthält.

5. Kabelzuleitung nach den Ansprüchen 3 und 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Kern aus CuZr0,15, CuTi4, CuBe2, CuBe1,7, CuBe0,7, CuZn28, CuZn37, CuSn6, CuSn8 oder CuFe2 besteht.

6. Kabelzuleitung nach den Ansprüchen 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Kern aus CuZr0,15 oder CuBe2 und der Mantel aus Tantal bestehen, dessen Aussenoberfläche anodisiert ist.

7. Kabelzuleitung nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Mantel aus einer Pt-Ir-Legierung mit bis zu 40% Ir oder einer Pt-Rh-Legierung mit bis zu 40% Rh, oder einer Pt-Pd-Legierung mit bis zu 50% Pd, Rest Platin besteht.

8. Kabelzuleitung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass der Mantel aus der Legierung PtIr10, PtIr10 oder PtRh10 besteht.

### Claims

1. Supply lead for a heart pacemaker electrode (5) comprising a sheath tube (1) of electrically insulating elastic material and at least one conductor (2) situated therein and intended for electrical excitation current pulses, wherein the conductor is a sheathed wire produced by drawing which has a core (3) of a metal of high electrical conductivity and a sheath (4) of an anticorrosive non-toxic metal, characterised in that the sheath is formed from a metal of the group tantalum, titanium, zirconium, niobium, titanium-based alloy, platinum-iridium alloy, platinum-palladium alloy and platinum-rhodium alloy, the sheath gauge thickness lying in the range from 0.0025 to 0.035 mm and the core diameter amounting to 0.04 to 0.3 mm.

2. Supply lead according to claim 1, characterised in that the outer surface of the sheath of tantalum, titanium, zirconium, niobium or titanium based alloy, is made electrically insulating.

3. Supply lead according to claims 1 or 2, characterised in that the core is formed from copper or a copper alloy.

4. Supply lead according to claim 3, characterised in that apart from copper, the core material contains Zr, Ti, Be, Fe, P, Zn or Sn as another alloying element.

5. Supply lead according to claims 3 and 4, characterised in that the core is formed from CuZr 0.15, CuTi 4, CuBe 2, CuBe 1.7, CuBe 0.7, CuZn 28, CuZn 37, CuSn 6, CuSn 8 or CuFe 2.

6. Supply lead according to claims 1 to 5, characterised in that the core consists of CuZr 0.15 or CuBe 2, and the sheath of tantalum whose external surface is anodised.

7. Supply lead according to one of more of the preceding claims, characterised in that the sheath comprises a Pt-Ir alloy containing up to 40% of Ir or a Pt-Rh alloy containing up to 40% of Rh, or a Pt-Pd alloy containing up to 50% of Pd, the remainder being platinum.

8. Supply lead according to claim 7, characterised in that the sheath comprises the alloy PtIr 10, PtPd 10 or PtRh 10.

### Revendications

1. Câble de connexion pour une électrode de stimulateur cardiaque (5), comportant un tube enveloppe (1) en matériau élastique électriquement isolant et au moins un conducteur (2) disposé dans ce tube et servant à transmettre des impulsions électriques de stimulation, le conducteur étant un fil gainé produit par tréfilage qui possède un noyau (3) en métal de haute conductivité électrique et une gaine (4) en métal non toxique résistant à la corrosion, caractérisé en ce que la gaine est faite d'un métal du groupe comprenant le tantale,

le titane, le zirconium, le niobium, les alliages à base de titane, les alliages platine-iridium, les alliages platine-palladium et les alliages platine-rhodium, l'épaisseur de paroi de la gaine étant de l'ordre de 0,0025 à 0,035 mm et le diamètre du noyau étant de 0,04 à 0,3 mm.

2. Câble selon la revendication 1, caractérisé en ce que la surface extérieure de la gaine en tantale, titane, zirconium, niobium ou alliage à base de titane, est électriquement isolante.

3. Câble selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que le noyau est en cuivre ou alliage de cuivre.

4. Câble selon la revendication 3, caractérisé en ce que le matériau du noyau contient, comme autre composant d'alliage, en plus du cuivre, Zr, Ti, Be, Fe, P, Zn ou Sn.

5. Câble selon les revendications 3 et 4, caractérisé en ce que le noyau est en  $\text{CuZr}_{0,15}$ ,  $\text{CuTi}_4$ ,  $\text{CuBe}_2$ ,  $\text{CuBe}_{1,7}$ ,  $\text{CuBe}_{0,7}$ ,  $\text{CuZn}_{28}$ ,  $\text{CuZn}_{37}$ ,  $\text{CuSn}_6$ ,  $\text{CuSn}_8$  ou  $\text{CuFe}_2$ .

6. Câble selon les revendications 1 à 5, caractérisé en ce que le noyau est en  $\text{CuZr}_{0,15}$  ou  $\text{CuBe}_2$  et la gaine est en tantale et présente une surface extérieure anodisée.

7. Câble selon une ou plusieurs des revendications précédentes, caractérisé en ce que la gaine est faite d'un alliage Pt-Ir contenant jusqu'à 40% Ir, d'un alliage Pt-Rh contenant jusqu'à 40% Rh ou d'un alliage Pt-Pd contenant jusqu'à 50% Pd, reste platine.

8. Câble selon la revendication 7, caractérisé en ce que la gaine est faite de l'alliage  $\text{PtIr}_{10}$ ,  $\text{PtPd}_{10}$  ou  $\text{PtRh}_{10}$ .

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

4

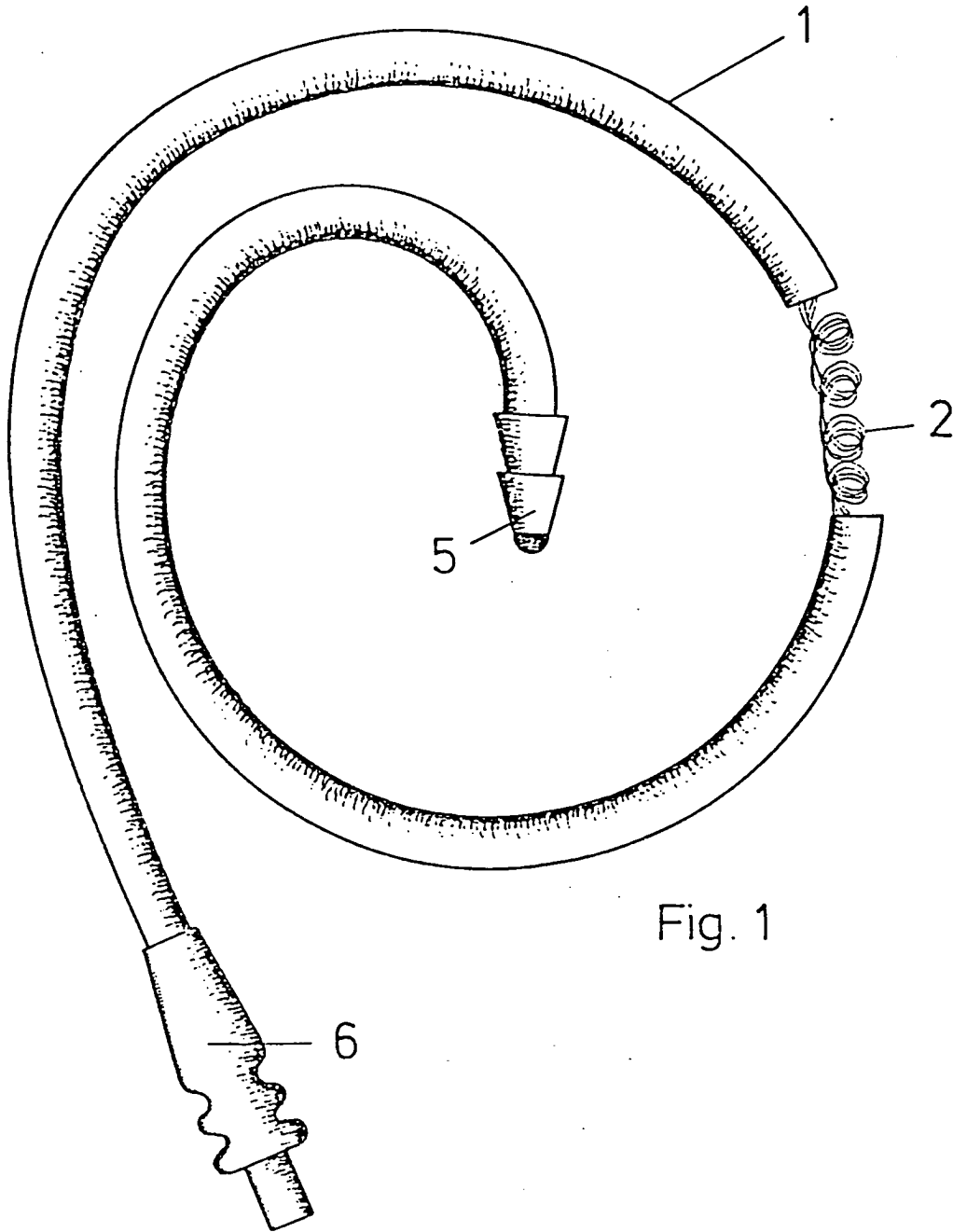


Fig. 1

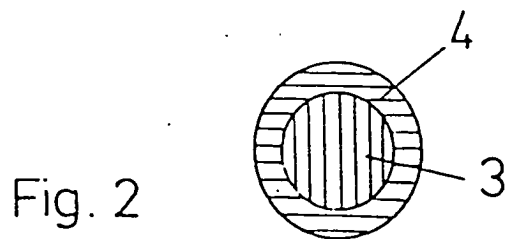


Fig. 2



Consumer and  
Corporate Affairs Canada

Consommation  
et Corporations Canada

(11) (A) No. 1 146 228

(45) ISSUED 830510

(52) CLASS 337-70  
C.R. CL. 326-17

(51) INT. CL. <sup>3</sup>H01B 7/00, 5/04,  
A61N 1/02

(19) (CA) **CANADIAN PATENT** (12)

(54) MULTIPOLAR PACING CONDUCTOR

(72) Upton, James E.,  
U.S.A.

(73) Granted to Medtronic, Inc.  
U.S.A.

(21) APPLICATION No. 358,957

(22) FILED 800822

(30) PRIORITY DATE U.S.A. (069,040) 790823

No. OF CLAIMS 4

Canada

1146228

MULTIPOLAR PACING CONDUCTOR

Cross References to Co-pending Applications

None.

Background of the Invention

5           1.   Field of the Invention - The present invention relates generally to a surgical electrode lead, and more particularly, pertains to a multipolar pacing conductor.

10           2.   Description of the Prior Art - One of the significant prior art problems with pacing leads has been achieving small diameters for two or more conductors in a single pacing lead while still having low current consumption and high flex life of the pacing lead. Prior art pacing transvenous leads have required relatively  
15           large diameters for two or more conductors and have contributed reduced pacing system longevity due to the electrical resistance resulting in energy being consumed internally by the pacing lead and less energy being  
20           supplied to the heart. Some leads have required side-by-side configuration of similar sized conductors or coaxial arrangements of different sized conductors resulting in relatively large diameters. While the prior art pacing leads could be constructed to have low resistance, the leads would have limited flex life with an extremely high  
25           fatigue fracture rate and large physical size. While it was the intention of prior art pacing leads to achieve a balance between size, number of conductors, electrical resistance and flex life, such a balance resulted in some pacing leads that were less than satisfactory for atrial-  
30           ventricular or other advanced pacing systems.

          The present invention overcomes the disadvantages of the prior art problems by providing a multipolar pacing conductor utilizing special materials, and special design and fabrication technique.



Summary of the Invention

The general purpose of the present invention is to provide a multipolar pacing conductor of drawn brazed strand (DBS) wire having low resistance and excellent flex life with an extremely low fatigue fracture rate, contributing significantly to increase pacing system longevity. Drawn brazed strand is disclosed in U.S. Patent No. 3,356,540. The multipolar conductor is a multifilar coil which has insulated wires to electrically separate different conductors.

10 According to one broad aspect of the invention there is provided a multipolar pacing conductor comprising: at least two drawn brazed strand wires wound circumferentially in a coil, said at least two drawn brazed strand wires insulated from one another, providing two or more separate current paths.

According to another broad aspect of the invention there is provided a multipolar pacing conductor comprising: at least two drawn brazed strand wires wound circumferentially in a coil wherein each wire takes off at a spatial predetermined location along a longitudinal axis of said coil for electrical connection to an electrode and a conductor at opposite ends of said wire.

20 According to one preferred embodiment of the present invention, there is provided a multipolar pacing conductor wherein each wire of a plurality of wires includes drawn brazed strand of a plurality of strands of MP35N alloy wound around a silver matrix and including insulation coating each of the wires whereby the composite material of each conductor yields low resistance and excellent flex life with an extremely low fatigue fracture rate contributing significantly to pacing system longevity.

30 According to a further embodiment of the present invention, there is provided a multipolar pacing conductor having a plurality of wires such as six by way of example and for purposes of illustration only wound in a coiled configuration, each of the wires having a plurality of wires surrounding a matrix where each of the plurality of wires are MP35N



1146228

alloy and the core is silver, and wires taken off at various predetermined distances along the longitudinal length of the coil. The wire or wires can be taken off singularly or in a plurality at any spatial location as predetermined.

A significant aspect and feature of the present invention is a conductor coil of the drawn brazed strand wire which has a low electrical resistance and high flex life.

The wire of the present invention consists of unique and novel two material wire such as MP35N alloy which comprises 35% nickel, 35% cobalt, 20% chromium and 10% molybdenum drawn brazed stranded around a core of silver by way of example and for purposes of illustration only, but not to be construed as limiting of the present invention. This wire provides a significantly lower electrical resistance along with increased flex life resulting in energy savings and extremely low fatigue fracture rate.

10 Brief Description of the Drawings

Other objects and many of the attendant advantages of this invention will be readily appreciated as the same becomes better understood by reference to the following detailed description when considered in connection with the accompanying drawings, in which like reference numerals designate like parts throughout the FIGURES thereof and wherein:

Fig. 1 illustrates a plan view of a multipolar pacing conductor;

20 Fig. 2 illustrates an end view looking along lines 2-2 of Fig. 1;

Fig. 3 illustrates an opposing end view looking along lines 3-3 of Fig. 1; and,

25 Fig. 4 is a cross-sectional view taken along lines 4-4 of Fig. 1.

Description of the Preferred Embodiment

Fig. 1, which illustrates a plan view of a multipolar pacing conductor 10, shows six conductors 12a through 12f coiled on a diameter D which can be either constant or vary. The coil starts from the left-hand side of the figure and extends to the right-hand side of the figure on the same coil diameter D. Each of the wires 12a through 12f is a drawn brazed strand of a

plurality of strands in a matrix. Connector terminals and electrodes affix onto the respective ends of each of the wires, but are not illustrated in the figures for purposes of clarity of illustration in the drawings. In this instance, and by way of example and for purposes of illustration only, the outer strands are MP35N alloy which is an alloy of 35% nickel, 35% cobalt, 20% chromium, and 10% molybdenum around a silver core and which is subsequently drawn brazed and stranded, a process practiced by Ft. Wayne Metals Research Products, Inc. in Ft. Wayne, Indiana, as previously discussed in the Summary of the Invention. Each of the drawn brazed strand wires is subsequently coated and covered with an insulation such as polyurethane, Teflon or other like chemical composition. Subsequently, the plurality of wires 12a-12f are wound on the diameter D forming the multipolar pacing conductor 10.

Fig. 1 illustrates wires 12a and 12b of the multipolar pacing conductor 10 initially taking off at an angle of  $32^\circ$  with respect to the longitudinal axis of the multipolar pacing conductor 10. Likewise, wires 12c and 12d take off from the multipolar pacing conductor 10 at an angle of  $16^\circ$  with respect to the longitudinal axis of the multipolar pacing conductor 10. Finally, wires 12e and 12f take off at an angle of  $8^\circ$  with respect to the longitudinal axis of the multipolar pacing conductor 10. The pitch of the wire in angular degrees is by way of example and for purposes of illustration only and is determined by the diameter of the coil, diameter of the wire, number of filars, and spacing of the wires, and is not to be construed as limiting of the present invention.

Fig. 2, which illustrates an end-view taken along line 2-2 of Fig. 1, shows wires 12a and 12b taking off in an upward direction by way of example and for purposes of illustration only from the multipolar pacing conductor 10 and wires 12c and 12d take off in a downward

direction from the multipolar pacing conductor 10. The figure illustrates the diameter D being constant throughout the longitudinal axial length of the multipolar pacing conductor 10, but is not to be construed as limiting to the present invention.

5 Fig. 3, which illustrates an end-view taken along line 3-3 of Fig. 1, shows the wires 12c and 12d extending upwardly from the multipolar pacing conductor 10.

B 10 Fig. 4, which illustrates an enlarged view of the wire 12a, shows the wire 12a with surrounding insulation 14a of a polyurethane, Teflon<sup>(Trade Mark)</sup> or like chemical composition, and the drawn braided strand 16.1 through 16.6 of MP35N in a silver matrix 16.7, all of which has been drawn, braided and stranded as previously discussed in the Summary of the Invention.

#### 15 Preferred Mode of Operation

The multipolar pacing conductor 10 can consist of two or more wires capable of handling separate currents. By way of example and for purposes of illustration only, Fig. 1 illustrates a six polar lead for each of the wires 12a through 12f having insulation 14a through 14f where 14a is only illustrated for purposes of clarity in the figures and provides for handling of separate currents. The specific winding and takeoff of the wires in pairs at predetermined spatial locations along the longitudinal axial length of multipolar pacing conductor 10 has been by way of example and for purposes of illustration only.

The gist of the invention is that each of the individual wires handles separate currents along the multipolar pacing conductors which is wound on the diameter D with wire or wires coming off at different angles and at different longitudinal locations with respect to the longitudinal axis of the multipolar pacing conductor 10.

The multipolar pacing conductor 10 is inherently multifilar in that two or more wires of the multipolar pacing conductor 10 can be wound in parallel, adjacent to each other, and with one of the separate current carrying wire or wires not needing to be insulated.

- 5 Various modifications can be made to the multipolar conductor of the present invention without departing from the apparent scope thereof. For instance, the drawn brazed strand wire could be stainless steel around a silver core, or any other suitable metal stranded  
10 around a suitable core.

Having thus described the invention, there is claimed as new and desired to be secured by Letters Patent: